

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

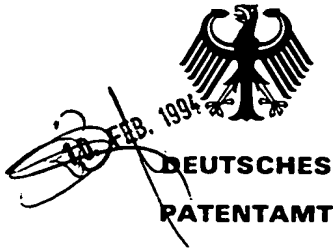
**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND

⑫ **Offenl ungungsschrift**
⑩ **DE 42 25 592 A 1**

⑤1 Int. Cl. 5:
G 01 R 33/42
G 01 R 33/32



②1 Aktenz ichen: P 42 25 592.9
②2 Anmeldetag: 3. 8. 92
④3 Offenlegungstag: 10. 2. 94

92P3414

DE 42 25 592 A 1

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

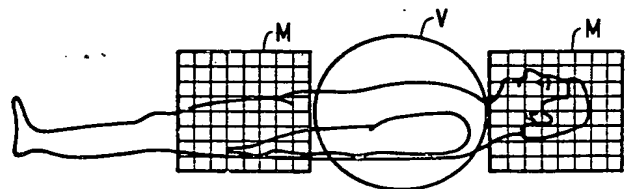
⑦2 Erfinder:
Ladebeck, Ralf, Dipl.-Phys., 8520 Erlangen, DE;
Schmitt, Franz, Dipl.-Phys., 8520 Erlangen, DE

⑤6 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE 35 11 750 A1
GB 21 53 080 A
EP 1 51 726 A2

⑤4 Verfahren zur Unterdrückung von peripheren Stimulationen in einem Kernspintomographiegerät

⑤7 Um bei schnell geschalteten Gradientenfeldern mit hoher Amplitude Stimulationen im untersuchten Körper zu vermeiden, werden stimulationsempfindliche Bereiche außerhalb des Untersuchungsbereiches mit einer geschlossenen Leiterschleife S überdeckt. Daraus resultiert eine Verringerung der im überdeckten Bereich induzierten Ströme. Dieses Verfahren beruht auf der Erkenntnis, daß bei geschalteten Gradienten die höchsten Stromwerte außerhalb des Untersuchungsbereiches induziert werden, so daß dort die Gefahr von Stimulationen am größten ist. Durch das Anbringen der Leiterschleifen außerhalb des Untersuchungsbereiches wird die für die Bildqualität wichtige Linearität der Gradienten im Untersuchungsbereich kaum beeinträchtigt.



DE 42 25 592 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Unterdrückung von peripheren Stimulationen in einem Kernspintomographiegerät mit einem Grundmagnetfeld und schnell geschalteten Gradientenfeldern, wobei Bilder innerhalb eines im Zentrum des Grundmagnetfeldes und der Gradientenfelder liegenden Untersuchungsvolumen erzeugt werden.

In der Kernspintomographie werden verschiedene magnetische und elektromagnetische Filter appliziert. Das Untersuchungsobjekt liegt in einem starken Magnetfeld von etwa 0,2 bis 2 Tesla. Zur Anregung der Kernspins werden Hochfrequenz-Felder im Bereich von 10 bis 80 MHz verwendet. Zur Ortsauflösung der empfangenen Signale werden dem Grundmagnetfeld magnetische Gradientenfelder, d. h. ortsabhängige Magnetfelder überlagert. Diese müssen im Untersuchungsbereich eine lineare Ortsabhängigkeit aufweisen. Die Gradientenfelder werden innerhalb einer Pulssequenz zum Anregen und Auslesen der Kernresonanzsignale mehrfach geschaltet. Damit sind also im Untersuchungsraum eines Kernspintomographen zeitabhängige Magnetfelder vorhanden, die in leitfähigen Teilen Ströme induzieren. Dies gilt nicht nur für metallische Einbauten im Untersuchungsraum des Kernspintomographen, sondern im Prinzip auch für das Untersuchungsobjekt. In der konventionellen MR-Bildgebung sind Gradientenfelder mit einer Pulsdauer von einigen Millisekunden und Anstiegszeiten von etwa einer Millisekunde üblich. Die verwendeten Gradientenamplituden liegen in der Regel unter 10 mT/m. Mit diesen Parametern liegen die in einer zu untersuchenden Person induzierten Ströme in einem Bereich, der für die Person nicht wahrnehmbar ist.

Beim sogenannten Echoplanar (EPI)-Verfahren, wie es beispielsweise in der EP-A1-0 076 054 beschrieben ist, werden dagegen wesentlich höhere Gradientenamplituden in kurzen Zeiten geschaltet. Dies rührt daher, daß bei diesem Verfahren nach einer einzigen Anregung eine Vielzahl von Signalen, nämlich die zur vollständigen Abtastung einer Schicht erforderlichen Signale durch eine entsprechend häufige Gradientenumkehr gewonnen werden. In der konventionellen Bildgebung wird dagegen nach jeder Anregung typischerweise nur ein einziges Signal gewonnen. Beim EPI-Verfahren werden typischerweise Gradientenamplituden bis zu über 30 mT/m mit Schaltfrequenzen von 1 kHz und mehr eingesetzt. Dabei werden zwei verschiedene Gradientenpulsformen verwendet, nämlich bipolare, trapezförmige oder sinusförmige Gradientenpulszüge. Bei trapezförmigen Pulszügen wird mit Anstiegszeiten von etwa 100 Ps gearbeitet. In beiden Fällen liegt die Grundfrequenz der Gradientenpulse bei etwa 1 kHz.

Bei der Erprobung des EPI-Verfahrens hat sich gezeigt, daß bei diesen hohen Schaltfrequenzen und Amplituden bei den zu untersuchenden Personen periphere Nervenstimulationen auftreten, die sich vor allem in Muskelzuckungen äußern. Diese Stimulationen wurden von untersuchten Personen je nach dem untersuchten Körperteil als Zuckungen in der Gesäß- und Rückengegend sowie auch der Nasenwurzel beschrieben.

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren anzugeben, mit dem solche Stimulationen bei schnell geschalteten Gradienten verhindert werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß stimulationsempfindliche Bereiche des Untersuchungsobjektes außerhalb des Untersuchungsvolumens

durch mindestens eine geschlossene Leiterschleife überdeckt werden.

Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Das erfindungsgemäße Verfahren wird nachfolgend anhand der Fig. 1 bis 13 näher erläutert.

Nach dem Faradayschen Gesetz wird in einem leitfähigen Medium, also z. B. auch in einem menschlichen Körper, durch ein zeitlich veränderliches Magnetfeld nach folgender Gleichung ein elektrisches Feld induziert:

$$\oint_K \vec{E} \, d\vec{s} = - \frac{d}{dt} \iint_A \vec{B} \, d\vec{a}$$

Dabei gilt: E = elektrische Feldstärke

s = Weg

B = magnetische Feldstärke

a = Flächenelement

A = Gesamtfläche

K = Kreisring

= Zeitableitung

Für eine einfache Leiterschleife mit dem Radius r erhält man:

$$|E| = \frac{r}{2} \left| \frac{dB}{dt} \right|$$

Dies ergibt bei einer elektrischen Leitfähigkeit σ eine Stromdichte j:

$$\vec{j} = \sigma \vec{E}$$

Für den menschlichen Körper nimmt man eine mittlere Leitfähigkeit von etwa 0,25 S/m an, diese variiert allerdings je nach Gewebetyp um bis zu drei Größenordnungen.

Anhand der Fig. 2 bis 10 wird im folgenden untersucht, welche Feldkomponenten zu den Stimulationen bei schnell geschalteten Gradienten führen.

Anhand der Fig. 2 bis 4 erfolgt diese Betrachtung zunächst für den einfachsten Fall des Gradienten in Richtung des Grundmagnetfeldes, wobei diese Richtung entsprechend der üblichen Nomenklatur als z-Richtung bezeichnet wird. Bei herkömmlichen supraleitenden Magneten liegt das Grundmagnetfeld B_0 , wie in Fig. 2 dargestellt, in Längsrichtung der zu untersuchenden Person. Ein z-Gradient wird dadurch erzeugt, daß zwei Gradientenspulenhälften G_{z1} , G_{z2} in z-Richtung beabstandet angeordnet und entgegengesetzt mit Strom durchflossen sind. Die Gradientenspulenhälften G_{z1} , G_{z2} liegen symmetrisch zur 0-Ebene $z=0$ des Kernspintomographen. Die Gradientenspulenhälften G_{z1} , G_{z2} werden beispielsweise mit einem Stromverlauf nach Fig. 4 beaufschlagt. Eine genauere Beschreibung einer typischen z-Gradientenspulenstruktur ist im US-Patent 4,468,622 zu finden. Bei der z-Gradientenspule kann nur die z-Komponente des erzeugten Magnetfeldes, also die Komponente parallel zur Körperachse zur Stimulation beitragen. Transversalkomponenten (also Komponenten senkrecht zur z-Achse) treten nur sehr nahe an den Spulenwindungen und an den Enden der Spulen auf. Der Feldverlauf des zeitlich veränderlichen z-Gradienten

$B_z(z)$ ist in Fig. 3 dargestellt. Im Feldmaximum ist nur die z-Komponente des z-Gradienten von Bedeutung. Dieses Feldmaximum liegt bei der typischen Konfiguration eines Kernspintomographen etwa 35 cm von der Symmetrieebene $z=0$ des Kernspintomographen entfernt. Die Stimulationsschwelle ist bestimmt durch den Fluß Φ im Feldmaximum:

$$\Phi = \iint \vec{B} \, d\vec{a}$$

Entscheidend für die Stimulationsschwelle ist daher die Querschnittsfläche des untersuchten Körpers im Feldmaximum und die maximale B_z -Komponente.

Üblicherweise umfaßt das Untersuchungsvolumen einer MR-Anlage einen Bereich innerhalb einer Kugel mit 40 bis 50 cm Durchmesser im Symmetriezentrum des Gerätes. Innerhalb dieser Kugel ist die Homogenität des Grundmagnetfeldes und die Linearität der Gradientenfelder spezifiziert. Die zu untersuchenden Körperregionen werden üblicherweise in das Symmetriezentrum des Gerätes gelegt und durch elektronische Schichtverschiebung um diesen Ort herum untersucht.

Wie oben ausgeführt, liegt das Feldmaximum des von den z-Gradienten herrührenden Gradientenfeldes, das mit dem Maximum der Stimulationen korreliert, 35 cm vom Symmetriezentrum des Kernspintomographiegerätes entfernt. Für das später zu erläuternde Verfahren zur Unterdrückung von Stimulationen ist die Feststellung von Bedeutung, daß der Ort der durch die z-Gradientenspule verursachten Stimulationen außerhalb des eigentlichen Untersuchungsvolumens liegt.

Im folgenden werden die Verhältnisse für die transversalen Gradientenspulen, also für diejenigen Gradientenspulen, die Magnetfeldgradienten in x- bzw. y-Richtung erzeugen, untersucht. Dabei zeigt Fig. 5 schematisch einen Axialschnitt durch das Gradientenspulensystem, also einen Schnitt in z-Richtung und die Fig. 6 und 7 einen Transversalschnitt, also einen Schnitt in der x-y-Ebene. y- und x-Gradientenspulen G_y , G_x sind im allgemeinen als sattelförmige Windungen auf ein Gradientenrohr RG aufgebracht, wobei in Fig. 5 der Übersichtlichkeit wegen nur die y-Gradientenspule G_y , in Fig. 6 ebenfalls die y-Gradientenspule G_y und in Fig. 7 nur die x-Gradientenspule G_x dargestellt ist. x- und y-Gradientenspulen G_y und G_x sind identisch aufgebaut und lediglich um 90° zueinander verdreht auf dem Gradientenrohr aufgebracht, was aus einem Vergleich der Fig. 6 und 7 erkennbar ist.

Jede Gradientenspule G_x , G_y besteht aus vier Einzelspulen, die sattelförmig auf einem Gradientenrohr symmetrisch zur Symmetrieebene $z=0$ angebracht sind. Für die Ortsauflösung sind nur die z-Komponenten der von den Gradientenspulen G_x , G_y erzeugten Gradientenfelder wirksam. Diese werden ausschließlich durch die der Symmetrieebene $z=0$ benachbarten azimuthalen Bögen der Gradientenspulen erzeugt. Die entsprechenden Feldlinien sind in Fig. 5 mit BZ bezeichnet. Es ist offensichtlich, daß die größte Feldstärke in der Nähe dieser Leiterbögen und damit außerhalb der zu untersuchenden Person liegt.

Für eine genauere Beschreibung einer typischen transversalen Gradientenspulenstruktur wird auf das US-Patent 4,486,711 verwiesen.

Neben den Komponenten in Längs(z)-Richtung sind auch die Querkomponenten der von den x- und y-Gradientenspulen G_x und G_y erzeugten Magnetfelder zu betrachten. Diese sind für die y-Gradientenspule G_y in

Fig. 7 und für die x-Gradientenspule G_x in Fig. 8 dargestellt. Eine magnetische Flußbetrachtung zeigt, daß bei der y-Gradientenspule G_y neben der Magnetfeldkomponente in z-Richtung im wesentlichen nur noch eine Komponente in y-Richtung, bei der x-Gradientenspule eine Komponente in x-Richtung auftritt. Dabei ist die Magnetfeldkomponente in y-Richtung bezüglich Stimulationen kritischer, da die Feldlinien den Körper frontal durchdringen und damit ein größerer Fluß erzeugt wird.

Wesentlich ist, daß auch bei den x- und y-Gradienten das Feldmaximum der von den Gradientenspulen erzeugten Magnetfelder außerhalb des Untersuchungsreiches liegt. Aufbauend auf dieser Erkenntnis werden nach dem erfindungsgemäßen Verfahren stimulationsempfindliche Bereiche des Untersuchungsobjektes außerhalb des Untersuchungsvolumens durch mindestens eine geschlossene Leiterschleife überdeckt, so daß der auf diese Bereiche einwirkende Fluß reduziert wird. Dies ist lediglich aufgrund der oben dargestellten Erkenntnis möglich, daß die Flußänderung außerhalb des Untersuchungsbereiches am größten sind, da eine Anbringung einer Leiterschleife innerhalb des Untersuchungsbereiches zu einer nicht tolerierbaren Verzerrung der Gradientenfelder führen würde.

In den Fig. 8 bis 11 sind induzierte Ströme am Beispiel eines Kopfes dargestellt. Dabei zeigt Fig. 8 eine coronale Ansicht, Fig. 9 eine axiale Ansicht und Fig. 10 eine sagittale Ansicht. In der Praxis hat sich gezeigt, daß die in coronalen Schichten keine spürbare Stimulation, in axialen Schichten eine geringfügig spürbare Stimulation und in sagittalen Schichten eine deutliche Stimulation im Bereich der Nasenwurzel auftritt. Aus den oben erläuterten Gründen tritt dieser Effekt bei den in der EPI-Bildgebung üblicherweise verwendeten Gradientenpulsen ausschließlich dann auf, wenn der Kopf nicht das Untersuchungsobjekt ist, sondern außerhalb, aber in der Nähe des Untersuchungsvolumens liegt.

Um diese Stimulationen zu verhindern, kann man, wie in Fig. 11 dargestellt, um den Kopf eine geschlossene Leiterschleife legen, und zwar bevorzugt in einer sagittalen Ebene. In dieser Leiterschleife wird dann durch das veränderliche Gradientenfeld ein Strom induziert, welcher wiederum ein Magnetfeld B_s erzeugt. Dieses Magnetfeld B_s ist nach der Lenz'schen Regel dem erzeugenden primären Magnetfeld entgegengesetzt. Daraus resultiert dann eine Verringerung der induzierten Ströme in einem Bereich, der von der Leiterschleife überdeckt wird.

Da die Leiterschleife außerhalb des Untersuchungsbereiches angeordnet ist, hat sie kaum einen störenden Einfluß auf die für die Bildqualität äußerst wichtige Linearität des magnetischen Gradientenfeldes im Untersuchungsbereich.

Selbstverständlich kann das beschriebene Verfahren entsprechend auch auf andere Körperteile angewandt werden, um Stimulationen zu unterdrücken. Je nach Körperteil können dabei verschiedene Strukturen verwendet werden, um geschlossene Stromschleifen zur Verringerung der im entsprechenden Körperteil induzierten Ströme zu erreichen. Beispielsweise können — wie in Fig. 12 dargestellt — auf entsprechende Körperteile außerhalb des Untersuchungsvolumens flexible Matten M aus elektrisch leitendem Material aufgelegt werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht es somit, zeitlich veränderliche Gradientenfelder mit deutlich höherer Amplitude und/oder Änderungsgeschwindigkeit zu schalten, ohne Stimulationsschwellen im zu un-

tersuchenden Körper zu überschreiten. Insbesondere bei EPI-Anwendungen können höhere Gradientenfrequenzen und -amplituden angewandt werden. Das beschriebene Verfahren ist bei guter Wirksamkeit mit geringem Aufwand verbunden und erfordert insbesondere keine Modifikation von Pulssequenzen oder der Hardware des Kernspintomographen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Unterdrückung von peripheren Stimulationen in einem Kernspintomographiegerät mit einem Grundmagnetfeld und schnell geschalteten Gradientenfeldern, wobei Bilder innerhalb eines im Zentrum des Grundmagnetfeldes und der Gradientenfelder liegenden Untersuchungsvolumens erzeugt werden, **dadurch gekennzeichnet**, daß stimulationsempfindliche Bereiche des Untersuchungsobjektes außerhalb des Untersuchungsvolumens (V) durch mindestens eine geschlossene Leiterschleife (S) überdeckt werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Leiterschleife (S) durch ein flexibles Leitermaterial realisiert wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Leitermaterial ein Drahtgeflecht (M) ist.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Leiterschleife (S) aus Kupfer hergestellt wird.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

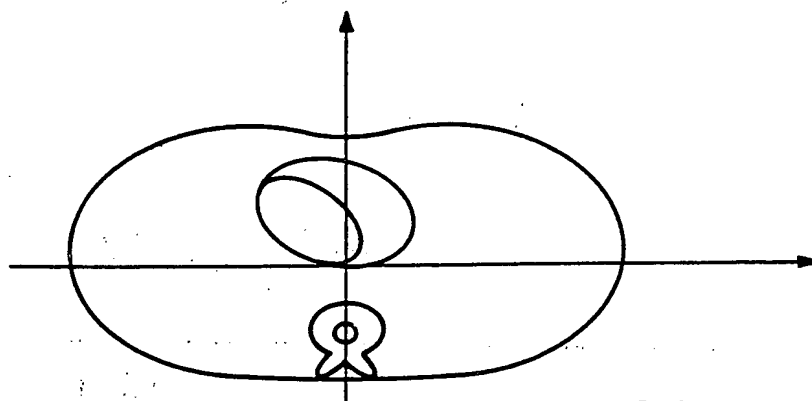


FIG 1

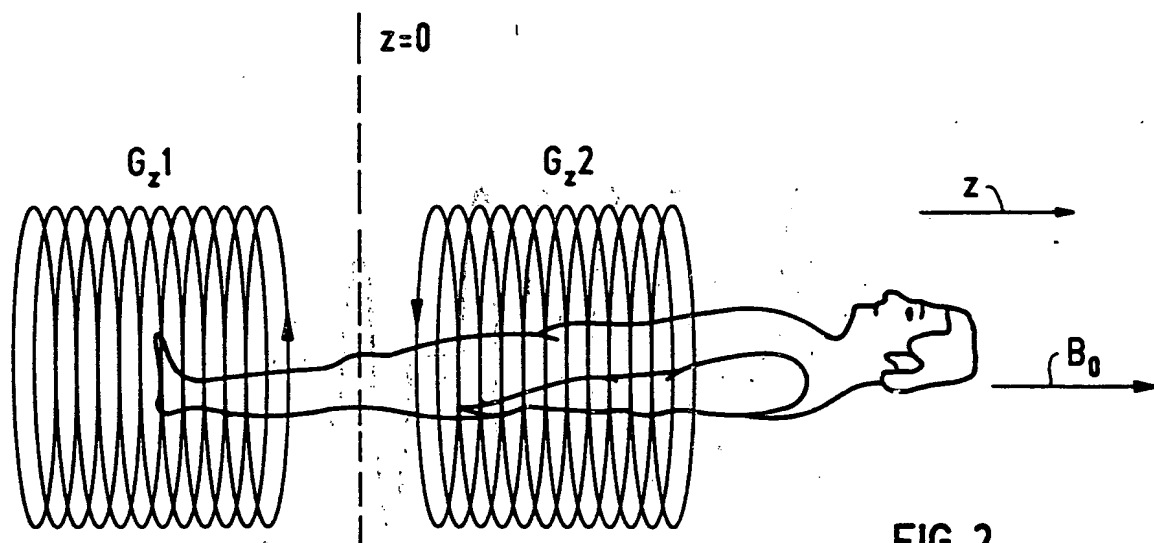


FIG 2

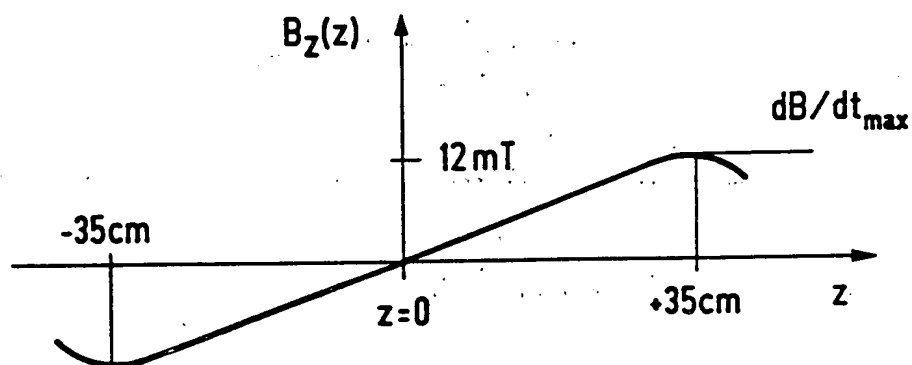


FIG 3

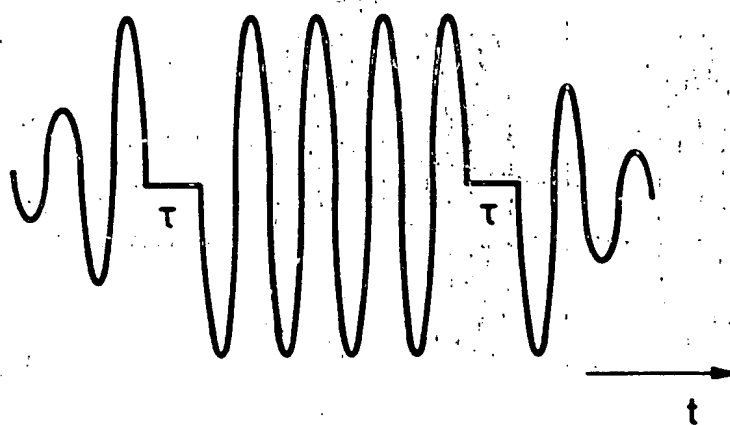


FIG 4

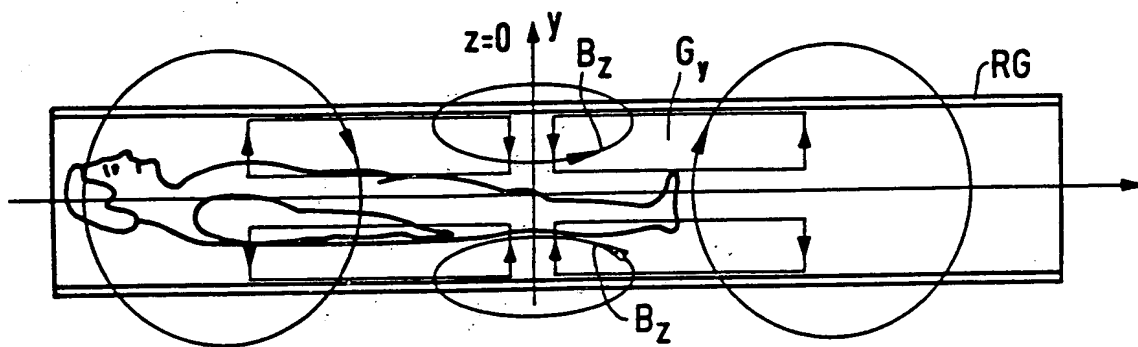


FIG 5

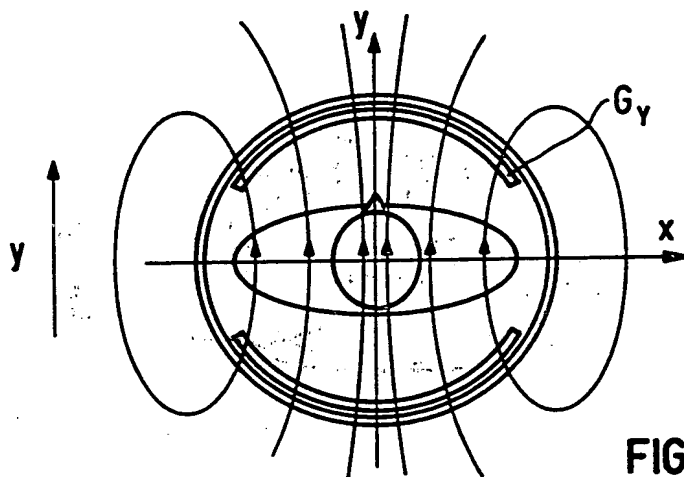


FIG 6

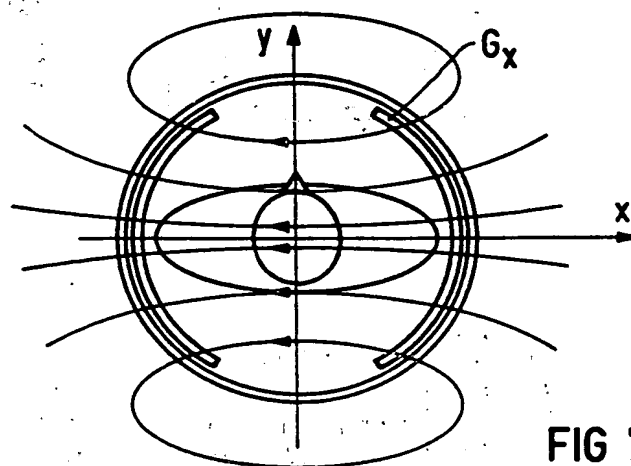


FIG 7

Nummer:
Int. Cl. 5:
Offenl gungstag:

DE 42 25 592 A1
G 01 R 33/42
10. Februar 1994

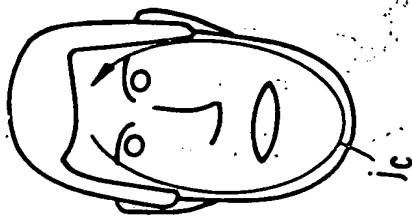


FIG 8

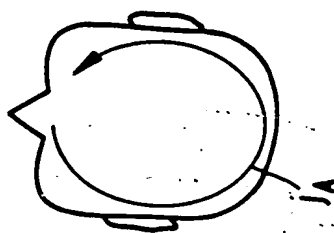


FIG 9

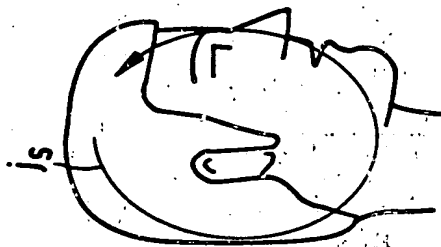


FIG 10

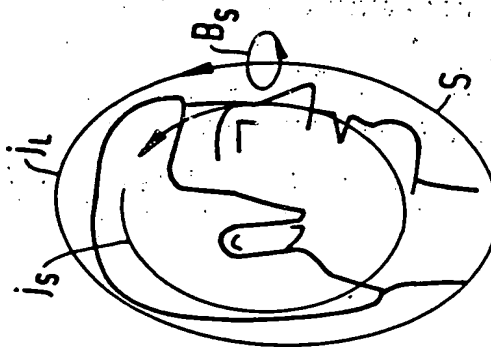


FIG 11

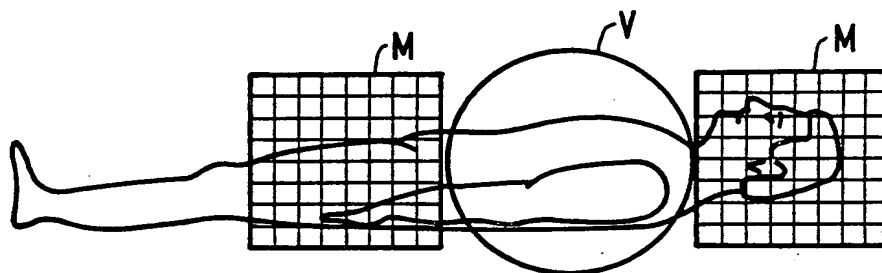


FIG 12

